第 39 卷 第 6 期
2022 年 12 月
应 用 力 学 学 报
Chinese Journal of Applied Mechanics
Vol. 39 No. 6
Dec. 2022

文章编号:1000-4939(2022)06-1193-10

年龄与性别对人体步态生物力学特征的影响

邵企能[1,2],王禾[1,2],胡天羿[1,2],顾冬云[1,2]

(1. 上海交通大学医学院附属第九人民医院骨科 上海市骨科内植物重点实验室,200011 上海;
2. 上海交通大学生物医学工程学院 数字医学临床转化教育部工程研究中心,200030 上海)

摘 要:目的 行走步态生物力学特征受年龄、性别影响的研究尚未得到充分的探索,本研究通过比较不同年龄、性别之间的健康人步态差异来探究年龄及性别因素对于人体步态生物力学特征的影响。**方法** 本研究应用三维运动捕捉系统、测力台和生物力学分析软件,采集和计算 28 名健康老年人(男女各 14 名)和 30 名健康年轻人(男女各 15 名)行走的时空参数、运动学和动力学参数,并使用双因素方差进行不同年龄与性别之间的统计分析。**结果** 老年组较年轻组踝关节最大跖屈角度与跖屈力矩更小,膝关节最大内收角度与外翻力矩更小,膝关节最大外旋角度更大,髋关节最大外旋角度与内外旋运动范围、足底向内最大反作用力更小($P<0.05$)。男性组较女性组步宽大,踝关节最大内旋角度与内外旋范围、髋关节最大内收角度与最大内旋角度、骨盆最大下倾角度与上下倾运动范围、足底向内最大反作用力更小($P<0.05$)。年龄增长对不同性别组行走步态也有不同影响,老年男性组相较于年轻男性组,步速、步长和跨步长较显著下降($P<0.05$),踝关节最大背伸角度、骨盆最大前倾角度与最小前倾角度显著增加($P<0.05$),膝关节最大屈曲力矩显著下降($P<0.05$)。**结论** 年龄与性别因素在步速,步长,跨步长,踝关节最大背伸角度,膝关节最大屈曲力矩,髋关节最大屈曲角度、最大伸展角度、屈伸运动范围、最大伸展力矩和最大屈曲力矩,骨盆最大前倾角度和最小前倾角度和向后最大足底反作用力存在显著交互作用。在临床步态分析与研究中,应重视年龄和性别对步态生物力学各评估指标的影响,建立年龄与性别相匹配的健康对照组。

关键词:步态分析;步态时空参数;下肢运动学;下肢动力学

中图分类号:R35 **文献标志码:**A **DOI:**10.11776/j.issn.1000-4939.2022.06.021

Effects of age and gender on biomechanical characteristics of human gait

SHAO Qineng[1,2], WANG He[1,2], HU Tianyi[1,2], GU Dongyun[1,2]

(1. Shanghai Key Laboratory of Orthopaedic Implants, Department of Orthopaedics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, 200011 Shanghai, China; 2. School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Engineering Research Center of Clinical Translational Digital Medicine, Ministry of Education, 200030 Shanghai, China)

Abstract: Objective The research on the effect of age and gender on the biomechanical characteristics of walking gait has not been fully explored. In this study, the effects of age and gender on the biomechanical

收稿日期:2022-03-16 **修回日期:**2022-06-07
基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 11972233);上海市科委科学仪器领域资助项目(No. 201422030000)
通信作者:顾冬云,教授。E-mail:dongyungu@sjtu.edu.cn
引用格式:邵企能,王禾,胡天羿,等. 年龄与性别对人体步态生物力学特征的影响[J]. 应用力学学报,2022,39(6):1193-1202.
SHAO Qineng, WANG he, HU Tianyi, et al. Effects of age and gender on biomechanical characteristics of human gait[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2022, 39(6):1193-1202.

characteristics of human gait patterns were explored by comparing the gait differences of healthy people with different ages and genders. **Methods** The 3D motion capture system, force measuring platform and biomechanical software were used to collect and calculate the spatiotemporal parameters, lower limb kinematics and kinetics of 28 healthy elderly people (14 men and 14 women) and 30 healthy young people (15 men and 15 women). Two-way ANOVA was used for statistical analysis. **Results** Compared with the young people, seven parameters of the elderly people including maximum plantar flexion angle, moment of ankle joint, maximum adduction angle, valgus moment of knee joint, maximum external rotation angle of hip joint, internal and external rotation motion range, and maximum inward GRF were smaller, while maximum external rotation angle of knee joint was larger ($P<0.05$). Compared with the female group, the male group had a wider step; the maximum internal rotation angle and internal rotation range of ankle joint, the maximum adduction angle and the maximum internal rotation angle of hip joint, the maximum downward inclination angle and up and down inclination motion range of pelvis, and the maximum backward plantar reaction force of males were smaller than those of females ($P<0.05$). Age also had different effects on gait pattern in different gender groups. Compared with the young male group, the older male group had significantly lower stride speed, step length and stride length ($P<0.05$); the maximum dorsiflexion angle of ankle joint, maximum forward angle and minimum forward angle of pelvis were significantly increased ($P<0.05$), and the maximum flexion moment of knee joint was significantly decreased ($P<0.05$). **Conclusion** There are significant interactions between age and gender factors in step speed; step length; stride length; maximum extension angle of ankle; maximum flexion moment of knee; maximum flexion angle, extension angle, flexion extension range of motion, maximum extension moment and maximum flexion moment of hip; maximum anteversion angle and minimum anteversion angle of pelvic and maximum ground reaction force of post. In clinical gait analysis and research, we should pay attention to the influence of age and gender on the evaluation indexes of gait biomechanics, and establish a healthy control group with matching age and gender.

Key words: gait analysis; gait spatiotemporal parameters; lower limb kinematics; lower limb dynamics

步态分析是应用运动生物力学分析手段和方法对人体行走时的步态、运动学与动力学等生物力学指标进行定量分析，通过对照健康人步态数据，明确步态异常特征，揭示导致步态异常的关键环节及影响因素，从而为临床诊断、治疗及康复提供客观依据及科学指导[1]。步态受年龄与性别等诸多生理因素影响，老年人群因机体衰退，其步态呈现与年轻人不同的特征[2-3]，因此，深入了解年龄与性别因素对步态生物力学特征的影响，建立健康人的步态数据标准，对提高和发挥步态分析在运动障碍疾病诊断、治疗及康复评估中的作用尤为重要，然而目前有关中国健康人步态受年龄与性别因素影响的研究鲜有报道。

现有研究发现，由衰老引起的神经肌肉骨骼系统的功能减退会影响步态的控制。曾有研究表明，随着年龄增加，老年人的步幅降低、步速减慢并且单腿支撑时间有所减少[4-5]。由此可见，老年人的步态策略是通过增加双支撑时间，同时降低步速和缩短步幅来维持动态平衡[6]。在关节运动学和动力学的研究中，健康老年人走路时关节运动学和动力学与年轻人相比也有着一定的改变[7-8]，随着年龄增大，髋关节最大伸展角度随之减小[9]，踝关节最大屈曲运动范围随之下降等[10]。

此外，研究者已认识到在生物医学和临床研究中考虑性别差异对步态影响的必要性。男性和女性由于存在身高、体质量以及骨骼肌纤维长度等差异，步态模式也有所不同[4,11]。曾有研究报道，在年轻人中，与男性相比，女性的步幅较短，步速较慢[12]，而出现这种现象的主要可能原因是女性的身高较男性矮[13]。最近也有报道，关节运动学和动力学存在性别差异，女性以较大的踝关节屈伸角度运动范围和较小的髋关节屈伸角度运动范围和髋关节屈曲力矩行走[14]。但目前，关于运动学和动力学存在性别差异的研究对象仅限于年轻健康人，缺乏对于老年人的研究，尚不清楚衰老后的步态特征是否存在性别差异。

关于行走步态生物力学特征受年龄、性别影响的研究还没有得到充分的探索，大多数研究只将年

龄及性别作为独立的因素进行报道,少有报道年龄与性别之间的交互作用。曾有研究在时空参数方面进行年龄与性别交互作用的报道,指出年龄与性别在步速、步频和双支撑相时期存在着显著的交互作用[15],但缺乏对运动学和动力学的研究。全面了解健康的步态模式是了解与年龄相关的病理和疾病的关键,这些病理和疾病通常与整个衰老过程中的行动不便有关。此外,男性和女性之间存在生物学差异,应考虑到性别特异性的步态模式,同时,衰老过程可能对男性和女性的步态产生不同的影响,也应考虑年龄与性别的交互作用。流行病学证据也曾表明性别因素是某些与年龄相关的疾病的危险因素[16]。因此,本研究通过比较年轻男性、年轻女性、老年男性及老年女性之间的步态差异来探究年龄及性别因素对于健康人步态的影响。同时,建立年龄与性别相匹配的健康对照组,为步态分析的临床应用提供重要支撑。

1　研究对象与方法

1.1　研究对象

选取符合纳入标准的 28 名健康老年人(男女各 14 名),30 名健康年轻人(男女各 15 名)作为本研究受试者。样本量采用 G-power 软件(Version 3.1.9.6,德国)计算。受试者的基本情况如表 1 所示。纳入标准:①老年受试者年龄≥60 岁,年轻受试者年龄为 18 ~44 岁;②研究对象下肢关节无严重病变或实施过关节手术;③可单独完成正常行走及日常生活;④无神经及功能缺陷;⑤无认知功能障碍和言语功能障碍;⑥身体质量指数(body mass index,BMI)< 30 kg/m^2。所有研究对象进行步态采集前均被告知研究相关信息并签署知情同意书。

表 1　受试者的基本情况

Tab. 1　Basic information of subjects

因素	老年男性	老年女性	年轻男性	年轻女性
年龄/岁	73.64 ±6.46	67.93 ±2.09	22.93 ±2.58	21.73 ±2.84
身高/cm	167.15 ±4.87	160.41 ±4.66 *	177.07 ±4.73 ▲	161.51 ±4.27 *
体质量/kg	68.19 ±8.63	57.78 ±5.02 *	68.83 ±8.28	54.74 ±6.63 *

注:* 代表同年龄组性别之间有统计学意义,▲代表同性别组不同年龄间有统计学意义。

1.2　实验方法

采用带 8 个采样频率为 100 Hz 的红外摄像仪的 Vicon 运动分析系统(Oxford Metrics Inc,UK)和采样频率为 1 000 Hz 的 AM-TI(AMTI Corporation,USA)三维测力台采集研究对象行走时的运动学和地反力数据。22 个红外反光标志点贴在受试髂前上棘、髂后上棘、大转子、股骨内外髁、内外踝、跟骨、第一跖骨头、第二跖骨头和第五跖骨头。由 4 个光标构成的刚性曲板分别用弹性绷带固于大腿及小腿胫骨前外侧用以追踪左右大腿、左右小腿(如图 1a 所示)。受试者被要求在实验室 10 m 长的步道上来回行走(如图 1b 所示),收集 5 次以上踩测力台且标志点轨迹连续的步态数据保存备用。

1.3　数据处理和分析

使用骨肌多体动力学软件(Visual 3D,V3D)建立骨肌模型(如图 1c 所示,左图为利用 Vicon 系统对光标点进行标定,右图利用 V3D 进行建模计算),本研究选取骨盆,左、右股骨,左、右胫骨和左、右足七个刚体作为运动学和动力学研究对象。骨盆刚体选用 CODA 模型,由髂前上棘、髂后上棘确定并由该 4 个光标作为驱动光标捕捉其运动。股骨模型由其外上髁光标及股骨大转子光标确定并由四光标刚性板拖动,胫骨(小腿)由股骨内上髁光标、内踝骨光标确定并由固定胫骨上的四光标刚性板拖动,双足由外踝骨光标和第 1 和第 5 跖骨头体表光标确定,并由包括第 1,2 及 5 跖骨头和跟骨体表光标拖动。所有刚体的坐标系统确定为 X 轴为冠状轴,Y 轴为矢状轴,Z 轴为垂直轴。每个刚体都假定具有 6 个自由度,即沿 3 个坐标轴的移动和围绕该三轴的转动。关节角度结果以矢状面,冠状面和水平面 3 个平面的分量表达。关节力矩也同样以这 3 个平面分量在近心肢体局部坐标系中表达。为排除体质量对运动特征的影响,动力学参数均除以各受试者体质量。足底反作用力采用与受试者自身体质量(body weight,BW)的比值来表示。

1.4 统计学处理

实验数据采用 SPSS 26.0 统计学软件进行统计分析。计量资料用（mean ± std）表示。对于每个参数，采用双因素方差分析来比较，设计了 2 个组间因素：①年龄（Age）；②性别（Gender），对于存在年龄与性别因素显著交互作用的参数，进一步分析年龄因素对不同性别组的影响。$P<0.05$ 为差异具有统计学意义。

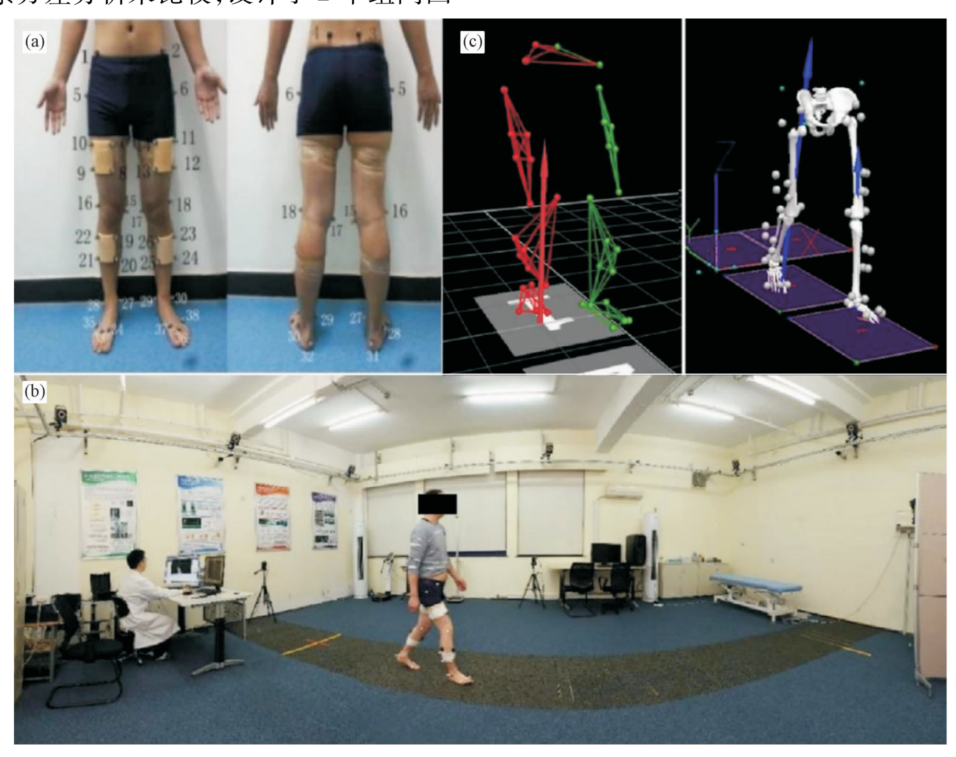


图 1 实验过程示意图

Fig. 1 Schematic diagram of experimental process

2 实验结果

2.1 时空参数结果

时空参数统计结果如表 2 所示。步速、步长、初始双足支撑时间和跨步长存在年龄与性别的显著交互作用。老年男性组的步速、步长和跨步长较年轻组显著下降（$P=0.006$，$P<0.001$，$P=0.001$），初始双足支撑时间较年轻组显著增加（$P=0.018$）。

时空参数中步频、支撑相时间存在单一性别因素的显著主效应（$P=0.012$，$P=0.001$），相同年龄组中女性步频较男性更高、支撑相时间则较男性更短。时空参数中步宽存在年龄和性别两个单因素的显著主效应（$P=0.011$，$P=0.005$），老年组较年轻组步宽更窄，女性较男性步宽更窄。

2.2 踝关节

踝关节运动角度与力矩统计结果如表 3 所示。踝关节最大背伸角度存在年龄与性别的显著交互作用（$P=0.001$）。老年男性组踝关节最大背伸角度较年轻男性组显著增大（$P=0.000$）。

踝关节最大跖屈角度和最大跖屈力矩存在单一年龄因素显著主效应（$P=0.001$，$P=0.010$）。老年组踝关节最大跖屈角度和最大跖屈力矩均小于年轻组。

踝关节内外旋范围存在单一性别因素的显著主效应（$P=0.014$）。女性踝关节内外旋范围大于男性。

踝关节最大内旋角度存在年龄和性别两个单因素的显著主效应（$P=0.045$，$P=0.000$）。老年组踝关节最大内旋角度较年轻组更大，女性踝关节最大内旋角度较男性更大。

2.3 膝关节

膝关节运动角度与力矩统计结果如表 4 所示。膝关节最大屈曲力矩存在年龄与性别因素的显著交互作用（$P=0.002$）。年轻男性组膝关节最大屈曲

力矩显著大于老年组($P=0.023$)；年轻女性组膝关节最大屈曲力矩显著小于老年组($P=0.025$)。

膝关节最大伸展角度、最大内收角度、最大外展角度和最大外翻力矩存在单一年龄因素的显著主效应($P=0.031$, $P=0.004$, $P=0.006$, $P=0.007$)。老年组膝关节最大伸展角度和最大外展角度较年轻组更大，膝关节最大内收角度和最大外翻力矩较年轻组更小。

2.4　髋关节

髋关节运动角度与力矩的统计结果如表 5 所示。髋关节最大屈曲角度、最大伸展角度、屈伸运动范围、最大伸展力矩和最大屈曲力矩存在年龄与性别因素显著的交互作用($P=0.015$, $P=0.000$, $P=0.002$, $P=0.044$, $P=0.047$)。老年男性组髋关节最大屈曲角度较年轻组显著增大($P=0.004$)，髋关节最大伸展角度、屈伸运动范围、最大伸展力矩和最大屈曲力矩较年轻组显著减小($P=0.000$, $P=0.037$, $P=0.006$, $P=0.026$)；老年女性组髋关节最大伸展角度和屈伸角度运动范围较年轻组显著增大($P=0.018$, $P=0.022$)。



髋关节最大内收角度和最大内旋角度存在单一性别因素的显著主效应($P=0.046$, $P=0.008$)。女性髋关节最大内收角度和最大内旋角度大于男性。

髋关节最大外旋角度存在年龄和性别单一因素的显著主效应($P=0.049$, $P=0.025$)。老年组髋关节最大外旋角度大于年轻组，女性组髋关节最大外旋角度小于男性组。

2.5　骨盆

骨盆运动角度统计结果如表 6 所示。骨盆最大前倾角度和最小前倾角度存在年龄与性别因素的显著交互作用($P=0.000$, $P=0.000$)。老年男性组骨盆最大前倾角度和最小前倾角度较年轻组显著增大($P=0.000$, $P=0.000$)。

骨盆最大下倾角度和上下倾运动范围存在单一性别因素的显著主效应($P=0.013$, $P=0.006$)。女性组髋关节最大下倾角度和上下倾运动范围较男性更大。

骨盆内外旋运动范围存在单一年龄因素的显著主效应($P=0.015$)。老年组髋关节内外旋运动范围小于年轻组。

2.6　足底反作用力

不同年龄与性别组之间的足底反作用力统计结果如表 7 所示。向后最大足底反作用力存在年龄与性别因素的显著交互作用($P=0.014$)。老年女性组向后最大足底反作用力显著大于年轻组($P=0.005$)。

足底向外最大、向上最大和向上最小反作用力存在单一性别因素显著主效应($P=0.041$, $P=0.046$, $P=0.012$)。女性组足底向外最大反作用力、向上最大反作用力和向上最小反作用力大于男性。

足底向内最大反作用力存在年龄和性别单因素的显著主效应($P=0.003$, $P=0.036$)。老年组足底向内最大反作用力小于年轻组；女性足底向内最大反作用力大于男性。

表 2　不同年龄与性别组的时空参数

Tab. 2　Spatiotemporal parameters of different age and gender groups

时空参数	老年男性	老年女性	年轻男性	年轻女性	P(年龄)	P(性别)	P(交互)
步频/(步数/分)	109.004 ± 11.467	117.420 ± 7.049	111.825 ± 8.271	115.538 ± 8.247	0.841	0.012*	0.318
步长/m	0.587 ± 0.079	0.636 ± 0.055	0.687 ± 0.042	0.627 ± 0.044	0.004*	0.697	0.001*
步时/s	0.557 ± 0.061	0.513 ± 0.031	0.540 ± 0.041	0.522 ± 0.037	0.720	0.009	0.266
支撑相时间/s	0.679 ± 0.087	0.599 ± 0.046	0.639 ± 0.050	0.604 ± 0.048	0.272	0.001*	0.148
摆动相时间/s	0.441 ± 0.037	0.426 ± 0.028	0.445 ± 0.034	0.438 ± 0.031	0.377	0.199	0.644
初始双足支撑时间/s	0.121 ± 0.032	0.082 ± 0.012	0.091 ± 0.023	0.083 ± 0.019	0.018*	0.000*	0.010*
步态周期时间/s	1.048 ± 0.291	1.025 ± 0.070	1.085 ± 0.081	1.042 ± 0.076	0.516	0.425	0.816
步速/($m \cdot s^{-1}$)	1.085 ± 0.196	1.241 ± 0.142	1.265 ± 0.120	1.213 ± 0.154	0.068	0.205	0.013*
步宽/m	0.105 ± 0.016	0.090 ± 0.023	0.122 ± 0.026	0.103 ± 0.021	0.011*	0.005*	0.718
跨步长/m	1.198 ± 0.151	1.266 ± 0.112	1.365 ± 0.079	1.254 ± 0.091	0.010*	0.452	0.003*

注：* 代表 $P<0.05$。

表3 不同年龄与性别组的踝关节运动角度和力矩

Tab.3 Ankle angle and torque of different age and gender groups

踝关节		老年男性	老年女性	年轻男性	年轻女性	P(年龄)	P(性别)	P(交互)
背伸、跖屈角度/(°)	最大背伸	20.28 ± 2.67	16.72 ± 1.70	15.16 ± 2.54	16.07 ± 2.32	0.000*	0.036*	0.001*
	最大跖屈	−7.63 ± 5.12	−12.17 ± 3.93	−14.43 ± 4.79	−15.48 ± 7.69	0.001*	0.063	0.240
	运动范围	27.91 ± 6.13	28.89 ± 3.29	29.59 ± 4.25	31.55 ± 6.61	0.122	0.292	0.727
内旋、外旋角度/(°)	最大内旋	−11.26 ± 7.55	−5.34 ± 3.40	−7.96 ± 3.83	−3.13 ± 4.74	0.045*	0.000*	0.686
	最大外旋	−22.32 ± 7.90	−18.75 ± 3.54	−20.45 ± 6.41	−18.56 ± 5.61	0.520	0.093	0.598
	运动范围	11.06 ± 3.28	13.40 ± 3.08	12.49 ± 5.00	15.43 ± 4.02	0.101	0.014*	0.773
屈伸力矩(N·kg^{-1})	最大跖屈	1.34 ± 0.11	1.29 ± 0.23	1.44 ± 0.07	1.44 ± 0.07	0.010*	0.162	0.808
	最大背伸	−0.20 ± 0.19	−0.14 ± 0.06	−0.19 ± 0.06	−0.19 ± 0.06	0.806	0.128	0.739

注:* 代表 $P<0.05$。

表4 不同年龄与性别组的膝关节运动角度和力矩

Tab.4 Knee angle and torque of different age and gender groups

膝关节		老年男性	老年女性	年轻男性	年轻女性	P(年龄)	P(性别)	P(交互)
屈伸角度/(°)	最大屈曲	67.98 ± 5.86	68.75 ± 4.11	67.26 ± 3.14	66.17 ± 4.25	0.162	0.888	0.428
	最大伸展	6.99 ± 3.67	4.82 ± 3.43	3.03 ± 3.58	4.60 ± 3.66	0.031*	0.748	0.053
	运动范围	60.99 ± 6.72	60.36 ± 15.44	64.23 ± 3.29	61.57 ± 3.49	0.330	0.471	0.656
内收、外展角度/(°)	最大内收	3.12 ± 4.16	5.72 ± 4.02	8.05 ± 4.13	7.27 ± 4.20	0.004*	0.405	0.126
	最大外展	−6.50 ± 5.53	−5.91 ± 5.32	−2.31 ± 4.21	−3.31 ± 2.61	0.006*	0.865	0.506
	运动范围	9.64 ± 3.69	12.24 ± 3.75	10.36 ± 3.15	10.58 ± 3.01	0.600	0.121	0.191
内旋、外旋角度/(°)	最大内旋	−2.15 ± 6.32	−1.69 ± 6.14	−2.02 ± 7.16	−2.25 ± 3.51	0.893	0.940	0.825
	最大外旋	−14.72 ± 5.97	−17.08 ± 5.04	−15.76 ± 7.41	−15.85 ± 4.69	0.950	0.429	0.467
	运动范围	12.57 ± 3.59	15.40 ± 5.36	13.74 ± 4.01	13.61 ± 2.77	0.773	0.207	0.167
屈伸力矩/(N·kg^{-1})	最大伸展	0.78 ± 0.28	0.68 ± 0.24	0.73 ± 0.27	0.72 ± 0.16	0.920	0.431	0.462
	最大屈曲	−0.25 ± 0.10	−0.28 ± 0.04	−0.33 ± 0.06	−0.23 ± 0.06	0.458	0.051	0.002*
外翻、内翻力矩/(N·kg^{-1})	最大外翻	0.33 ± 0.11	0.41 ± 0.10	0.46 ± 0.13	0.45 ± 0.12	0.007*	0.244	0.138
	最大内翻	−0.08 ± 0.05	−0.11 ± 0.05	−0.12 ± 0.05	−0.11 ± 0.05	0.141	0.249	0.081

注:* 代表 $P<0.05$。

表5 不同年龄与性别组的髋关节运动角度和力矩

Tab.5 Hip angle and torque of different age and gender groups

髋关节		老年男性	老年女性	年轻男性	年轻女性	P(Age)	P(Gender)	P(交互)
屈伸角度/(°)	最大屈曲	41.14 ± 6.39	37.10 ± 6.49	35.14 ± 3.35	38.21 ± 4.75	0.088	0.728	0.015*
	最大伸展	5.47 ± 5.89	−5.18 ± 5.84	−4.22 ± 3.73	−0.34 ± 4.46	0.073	0.013*	0.000*
	运动范围	35.67 ± 5.41	42.28 ± 4.58	39.36 ± 3.51	38.55 ± 3.71	0.985	0.014*	0.002*
内收、外展角度/(°)	最大内收	8.12 ± 3.75	9.23 ± 4.03	6.41 ± 2.88	9.17 ± 3.74	0.356	0.046*	0.388
	最大外展	−4.87 ± 4.50	−4.75 ± 2.30	−6.19 ± 3.09	−4.58 ± 3.90	0.537	0.358	0.429
	运动范围	12.99 ± 3.21	14.62 ± 2.27	12.60 ± 2.40	13.75 ± 3.27	0.401	0.066	0.749
内旋、外旋角度/(°)	最大内旋	2.49 ± 8.23	9.11 ± 9.64	6.20 ± 9.76	11.92 ± 5.68	0.149	0.008*	0.839
	最大外旋	−9.30 ± 9.23	−3.87 ± 10.87	−4.54 ± 7.95	0.41 ± 5.42	0.049*	0.025*	0.913
	运动范围	11.79 ± 3.02	12.98 ± 2.84	10.74 ± 2.44	11.50 ± 2.59	0.084	0.179	0.770
屈伸力矩/(N·kg^{-1})	最大伸展	0.61 ± 0.20	0.60 ± 0.14	0.83 ± 0.18	0.63 ± 0.14	0.009*	0.020*	0.044*
	最大屈曲	−0.83 ± 0.25	−1.01 ± 0.25	−1.02 ± 0.16	−0.96 ± 0.23	0.244	0.303	0.047*
外展、内收力矩/(N·kg^{-1})	最大外展	0.91 ± 0.13	0.98 ± 0.17	0.91 ± 0.12	0.91 ± 0.11	0.335	0.288	0.342
	最大内收	−0.11 ± 0.06	−0.14 ± 0.03	−0.17 ± 0.11	−0.14 ± 0.04	0.075	0.913	0.065

注:* 代表 $P<0.05$。

表 6　不同年龄与性别组的骨盆角度及运动范围

Tab. 6　Pelvis angle of different age and gender groups

骨盆运动角度/(°)		老年男性	老年女性	年轻男性	年轻女性	P(年龄)	P(性别)	P(交互)
前倾角度	最大前倾	17.84 ±4.35	12.70 ±4.16	10.93 ±3.31	15.03 ±2.48	0.020 *	0.589	0.000 *
	最小前倾	15.26 ±4.67	10.22 ±4.16	8.48 ±3.23	12.38 ±2.56	0.022 *	0.564	0.000 *
	运动范围	2.58 ±0.70	2.48 ±0.60	2.46 ±0.68	2.65 ±0.70	0.889	0.787	0.408
上下倾角	最大上倾	3.58 ±2.01	3.72 ±2.22	3.90 ±2.05	4.45 ±2.22	0.346	0.541	0.719
	最大下倾	−2.70 ±2.19	−4.57 ±2.03	−3.29 ±1.60	−4.28 ±2.53	0.786	0.013 *	0.432
	运动范围	6.27 ±2.26	8.29 ±2.00	7.20 ±2.17	8.74 ±2.82	0.271	0.006 *	0.700
内外旋	最大内旋	4.17 ±3.59	5.62 ±3.72	7.38 ±3.32	5.84 ±3.46	0.070	0.960	0.113
	最大外旋	−3.89 ±2.29	−5.21 ±2.40	−5.58 ±3.15	−5.65 ±2.97	0.145	0.338	0.385
	运动范围	8.06 ±3.83	10.83 ±4.07	12.96 ±4.46	11.48 ±4.45	0.015 *	0.563	0.061

注：* 代表 $P<0.05$。

表 7　不同年龄与性别组的足底反作用力

Tab. 7　Ground reaction force of different age and gender groups

足底反作用力/(N·kg^{-1})		老年男性	老年女性	年轻男性	年轻女性	P(年龄)	P(性别)	P(交互)
内外	向内最大值	0.17 ±0.03	0.21 ±0.04	0.22 ±0.03	0.22 ±0.03	0.003 *	0.036 *	0.061
	向外最大值	−0.15 ±0.04	−0.18 ±0.03	−0.17 ±0.03	−0.18 ±0.04	0.243	0.041 *	0.377
前后	向前最大值	0.06 ±0.01	0.06 ±0.02	0.07 ±0.01	0.06 ±0.02	0.409	0.183	0.771
	向后最大值	−0.04 ±0.02	−0.05 ±0.02	−0.05 ±0.02	−0.04 ±0.02	0.724	0.497	0.014 *
向上	向上最大值	1.10 ±0.08	1.15 ±0.05	1.15 ±0.06	1.16 ±0.04	0.099	0.046 *	0.159
	向上最小值	0.07 ±0.02	0.08 ±0.02	0.07 ±0.02	0.09 ±0.02	0.366	0.012 *	0.438

注：* 代表 $P<0.05$。

3　讨　论

本研究主要发现，时空参数中步速、步长、初始双足支撑时间和跨步长存在年龄与性别的显著交互作用。老年男女组的步速、步长与跨步长较年轻组下降，初始双足支撑时间较年轻组增加，其中老年男性组的步速、步长、跨步长较年轻男性组下降更为显著，初始双足支撑时间较年轻男性组显著增加。在以前的研究中，很多研究也已经观察到老年人和年轻人之间的步态速度存在显著性差异[17-18]，本研究也发现老年男性相较于年轻男性步速下降。步速受着身高、体质量等因素的影响，造成本研究的结果可能是老年男性与年轻男性身高存在显著性差异与本身受试者素质有关。身高和体质量虽然作为影响步速的独立因素而存在，但其主要受个人素质所影响[19-20]，随着年龄的增长，衰老使得个人素质下降，从而造成步速减慢。

与年轻人相比，老年人步长、跨步长有着显著性降低，初始双足支撑时间有着显著性增加。这表明健康人的步长、跨步长可能受到正常衰老的影响。老年人可以通过降低步态步长、跨步长以及增加初始双足支撑时间来调整步态策略以保持动态平衡，从而实现更安全、更稳定的步态。关于性别差异，与男性受试者相比，女性步频更高、支撑相时间较低。女性需要以更高的步幅、较窄的步宽来行走，才能实现和男性类似的行走速度。与男性相比，女性往往有更少的初始双足支撑时间，这表明女性的步态控制可能比男性更稳定和高效。同样地，这种由性别引起的差异可能是由于身高差异造成的[4]。

本研究结果表明，差异不是孤立于单个运动平面或单个关节。年龄与性别因素主要在踝关节最大背伸角度、髋关节及盆骨矢状面运动角度、膝关节最大屈曲力矩、髋关节最大伸展力矩和最大屈曲力矩、向后最大足底反作用力存在显著的交互作用。老年男性组较年轻男性组踝关节最大背伸角度，髋关节最大屈曲角度、骨盆的前倾角度较年轻组显著增大，髋关节屈伸力矩、膝关节屈曲力矩显著减小；老年女

性组相较于年轻女性组,膝关节最大屈曲力矩、髋关节最大伸展角度与屈伸角度显著更大。而造成力矩下降的原因可能与神经肌肉控制策略有关[21],随着年龄的增大,老年人肌肉含量下降,出现肌肉松弛,控制力下降,力矩减小[22]。在以性别为主效应中,本研究的一些结果与之前的研究一致,包括发现女性踝关节内外旋范围,髋关节内收、内旋较男性增加[23]。然而,本研究结果与先前研究的结果也存在一定的差异性。例如,虽然先前的文献支持女性以更大踝关节背伸、跖屈角度运动范围和较小的髋关节屈伸角度运动范围行走[24],但本研究显示女性在行走时的踝关节背伸、跖屈角度运动范围与男性无显著性差别。在以往的研究报道中,膝关节角度也受到性别的影响[25],例如女性在行走中相较于男性具有更大的膝关节外展角度[26],但本研究发现膝关节运动学参数无显著性差异。

尽管男性和女性之间许多步态特征不同,单个特征可能不能代表性别之间的差异是有意义的。然而,当将所有这些微小的差异放在一起考虑时,健康男性和女性成年人之间步行策略的总体差异是显而易见的。差异可能部分反映了结构解剖学中的性别偏差。例如,一般来说,女性的骨盆宽度与股骨长度之比往往大于男性,这可能会影响屈伸运动并改变其他下肢关节的运动方式[27]。本研究也有着相似的结果,女性走路时踝关节内外旋和髋关节内收、内旋较男性增大,向外最大足底反作用力、向上最大和最小足底反作用力大于男性。以往的研究也有报道,女性的步幅相较于男性趋向于更短,表明女性可能以更高的步频行走,以保持与男性相似的步态速度。这种为保持步态速度而调整更频繁的步频可能会影响下肢关节的运动角度与力矩[14],这也就解释了性别对于运动学与动力学而造成的差异。此外,有研究表明女性和男性之间的神经肌肉策略存在差异。Bailey 等[22]研究表明,男性在摆动相时期较女性受试者有较高的股直肌(RF)激活,而女性则具有较高的腓肠侧外侧头(GL)激活。同样地,邓力勤等[28]也报道,内侧腓肠肌的形态学和力学特性以及跟腱的形态学存在明显的性别差异。此外,随着年龄的增长,女性在步行时肌电图信号的变异性较男性高[21],可能导致老年女性步态更不稳定。与性别相关的神经肌肉调控的策略可能可以为性别影响步态时空参数、运动学和动力学的结果提供支持,未来可利用表面肌电技术来进一步探究。

本研究未发现具有统计学意义的年龄作为单一主效应对下肢髋关节运动学的影响。但是，在先前的研究中指出，衰老因素影响着健康人的髋关节角度。与年轻成人相比，老年人步态期间的髋关节活动度降低[28-29]，但在本研究中较多存在的是年龄与性别在髋关节中存在交互作用，因此，需要注意衰老过程中男女性别的差异。在先前其他研究中，报道了步态生物力学中与年龄相关的其他差异，包括随着年龄增大，踝关节跖屈角度与力矩减少、膝关节内收、外展角度减少等[30-31]，这些也与本研究有着相似的结果。而这可能是由于衰老引起肌肉功能退化而引起步态动力学、运动学产生相应的改变[32]。

本研究也存在一些局限性。首先,本研究样本量较少,可能出现与先前研究不相一致的结果。今后需加大样本量更深入探讨研究;其次,这项研究仅限于4个独立的年龄与性别组中,因此很难得出关于衰老过程对于步态的影响结果。本研究中，年龄组老年组招募65~85岁志愿者作为受试者，并没有考虑将年龄更为细致划分组别。本研究在年龄的研究上也没有进行纵向研究，仅通过老年人与年轻人进行横断面研究。进一步的研究可以考虑对衰老过程的纵向研究从而进行更大规模的前瞻性研究，以进一步了解衰老过程对健康步态生物力学的影响。先前的研究关于健康人以年龄和性别分组的数据很少。本研究运用性别与年龄因素来探究对于步态特征的影响,未来的研究可以通过更多的变量来分析进一步加深理解，同时可以建立健康人群的步态常模数据，并且可以包括考虑运用表面肌电技术进行神经肌肉策略的研究。

4 结 论

步速,步长,跨步长,踝关节最大背伸角度,膝关节最大屈曲力矩,髋关节最大屈曲角度、最大伸展角度、屈伸运动范围、最大伸展力矩和最大屈曲力矩,骨盆最大前倾角度和最小前倾角度和向后最大足底反作用力存在年龄与性别因素的显著交互作用。

在临床步态分析与研究中,应重视年龄和性别对步态生物力学各评估指标的影响,建立年龄与性别相匹配的健康对照组以排除年龄与性别因素对结果的影响,才能更好地判断和揭示步态异常和步态障碍,为步态分析的临床应用提供重要支撑。

参考文献:

[1] HUANG S H,SIMONE G,GLORIA D C,et al. Intensive neurorehabilitation and gait improvement in progressive multiple sclerosis: Clinical,kinematic and electromyographic analysis[J]. Brain sciences,2022,12(2):258.

[2] 张庆来,张林. 老年人步态移动稳定性的增龄特征研究[J]. 中国运动医学杂志,2017,36(7):599-604.
ZHANG Qinglai,ZHANG Lin. Study on the aging characteristics of gait movement stability in the elderly[J]. Chinese journal of sports medicine,2017,36(7):599-604 (in chinese).

[3] MOE-NILSSEN R,HELBOSTAD J L. Spatiotemporal gait parameters for older adults – An interactive model adjusting reference data for gender,age,and body height[J]. Gait & posture,2020,82:220-226.

[4] PARK Y S,KIM J W,KWON Y,et al. Effect of age and sex on gait characteristics in the korean elderly people[J]. Iranian journal of public health,2018,47(5):666-673.

[5] STEPHAN Y,SUTIN A R,TERRACCIANO A. "Feeling younger, walking faster": Subjective age and walking speed in older adults[J]. Age,2015,37(86):9830.

[6] SITTICHOKE C,BUASORD J,BORIPUNTAKUL S,et al. Effects of compliant flooring on dynamic balance and gait characteristics of community-dwelling older persons[J]. Journal of nutrition health & ageing,2019,23(7):665-668.

[7] 乔刚,张建国,刘合荣. 不同年龄健康人平地行走时足底压力对比分析[J]. 天津科技大学学报,2012,27(3):55-59.
QIAO Gang,ZHANG Jianguo,LIU Herong. Comparative analysis of plantar pressure in normal people of different age during level walking[J]. Journal of Tianjin University of Science & Technology,2012,27(3):55-59 (in Chinese).

[8] LIM Y P,LIN Y C,PANDY M G. Muscle function during gait is invariant to age when walking speed is controlled[J]. Gait & posture,2013,38(2):253-259.

[9] MONACO V,RINALDI L A,MACRI G,et al. During walking elders increase efforts at proximal joints and keep low kinetics at the ankle[J]. Clinical biomechanics,2009,24(6):493-498.

[10] CALDERON M J,ULLOA R A J. Changes associated with aging in angular kinematic parameters during a controlled speed walk[J]. Revista medica de chile,2016,144(1):74-82.

[11] SCAGLIONI-SOLANO P,FERNANDO ARAGON-VARGAS L. Gait characteristics and sensory abilities of older adults are modulated by gender[J]. Gait & posture,2015,42(1):54-59.

[12] FRIMRNKO R,GOODYEAR C,BRUENING D. Interactions of sex and aging on spatiotemporal metrics in non-pathological gait: A descriptive meta-analysis[J]. Physiotherapy,2015,101(3):266-272.

[13] LAU L K,WEE S L,PANG W J B,et al. Reference values of gait speed and gait spatiotemporal parameters for a south east asian population: The Yishun study[J]. Clinical interventions in aging,2020,15:1753-1765.

[14] ROWE E,BEAUCHAMP M K,WILSON J A. Age and sex differences in normative gait patterns[J]. Gait & posture,2021,88:109-115.

[15] CALLISAYA M L,BLIZZARD L,SCHMIDT M D,et al. Sex modifies the relationship between age and gait: A population-based study of older adults[J]. Journals of gerontology series A—biological sciences and medical sciences,2008,63(2):165-170.

[16] KOBAYASHI Y,HOBARA H,HELDOORN T A,et al. Age- independent and age-dependent sex differences in gait pattern determined by principal component analysis[J]. Gait & posture,2016,46:11-17.

[17] ARNOLD J B,MACKINTOSH S,JONESET S,et al. Differences in foot kinematics between young and older adults during walking[J]. Gait & posture,2014,39(2):689-694.

[18] MUEHLBAUER T,GRANACHER U,BORDE R,et al. Non-Discriminant relationships between leg muscle strength,mass and gait performance in healthy young and old adults[J]. Gerontology,2018,64(1):11-18.

[19] 王莉,于卫华,徐忠梅. 社区老年人常速行走的步态特征及影响因素[J]. 中国老年学杂志,2018,38(5):1245-1248.
WANG Li,YU Weihua,XU Zhongmei,Gait characteristics and influencing factors of constant speed walking of the elderly in community[J]. Chinese journal of gerontology,2018,38(5):1245-1248 (in Chinese).

[20] DOMMERSHUIJSEN L J,RAGUNATHAN J,RUITER R,et al. Gait speed reference values in community-dwelling older adults – Cross-sectional analysis from the Rotterdam study[J]. Experimental gerontology,2022,158:111646.

[21] BAILEY C A,PORTA M,PILLONI G,et al. Sex-independent and dependent effects of older age on cycle-to-cycle variability of muscle activation during gait[J]. Experimental gerontology,2019,124:110656.

[22] BAILEY C A,CORONA F,PILLONI G,et al. Sex-dependent and sex-independent muscle activation patterns in adult gait as a function of age[J]. Experimental gerontology,2018,110:1-8.

[23] BRUENING D A,FRIMENKO R E,GOODYEAR C D,et al. Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds[J]. Gait & posture,2015,41(2):540-545.

[24] KO S U,TOLEA M I,HAUSDORFFET J M,et al. Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: Results from the

Baltimore longitudinal study of aging[J]. Journal of biomechanics, 2011,44(10):1974-1979.

[25] OBREBSKA P, SKUBICH J, PISZCZATOWSKI S. Gender differences in the knee joint loadings during gait[J]. Gait & posture, 2020,79:195-202.

[26] CLEMENT J, TOLIOPOULOS P, HAGEMEISTER N, et al. Healthy 3D knee kinematics during gait: Differences between women and men, and correlation with X-ray alignment[J]. Gait & posture, 2018, 64:198-204.

[27] EMA R, WAKAHARA T, HIRAYAMA K, et al. Effect of knee alignment on the quadriceps femoris muscularity: Cross-sectional comparison of trained versus untrained individuals in both sexes[J]. Plos one, 2017,12:0183148.

[28] 邓力勤,张希妮,肖松林,等. 内侧腓肠肌-跟腱复合体形态学和力学特性的性别差异研究[J]. 应用力学学报,2022,39(2):218-223.
DENG Liqin, ZHANG Xini, XIAO Songlin, et al. Differences in morphological and mechanical properties of medial gastrocnemius-achilles tendon unit between males and females[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2022,39(2):218-223(in chinese).

[29] FRANZ J R, KRAM R. Advanced age and the mechanics of uphill walking: A joint-level, inverse dynamic analysis[J]. Gait & posture, 2014,39(1):135-140.

[30] BOYER K A, JOHNSON R T, BANKS J J, et al. Systematic review and meta- analysis of gait mechanics in young and older adults[J]. Experimental gerontology, 2017,95:63-70.

[31] FRANZ J R. The Age-associated reduction in propulsive power generation in walking[J]. Exercise and sport sciences reviews, 2016,44(4):129-136.

[32] LEE H J, CHANG W H, CHOI B O, et al. Age-related differences in muscle co-activation during locomotion and their relationship with gait speed: A pilot study[J]. BMC Geriatrics, 2017,17(1):44.

(编辑 张璐)

(上接第 1139 页)

[14] 唐松花,罗迎社,彭相华. 火灾情况下混凝土板温度场的解析解[J]. 应用力学学报,2013,30(4):544-549.
TANG Songhua, LUO Yingshe, PENG Xianghua. Analytical solutions of temperature field in the concrete slab on fire[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2013,30(4):544-549(in Chinese).

[15] 唐松花,崔宇鹏. 火灾高温下混凝土柱温度场的解析解[J]. 应用力学学报,2018,35(6):1361-1366.
TANG Songhua, CUI Yupeng. Analytical solutions of temperature field in the concrete column on fire[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2018,35(6):1361-1366(in Chinese).

[16] 陶月赞,姚梅,张炳峰. 时变垂向入渗影响下河渠-潜水非稳定渗流模型的解及应用[J]. 应用数学和力学,2007,28(9):1047-1053.
TAO Yuezan, YAO Mei, ZHANG Bingfeng. Solution and its application of transient stream/groundwater model subjected to time-dependent vertical seepage[J]. Applied mathematics and mechanics, 2007,28(9):1047-1053(in Chinese).

[17] 吴丹,陶月赞,林飞. 河渠水位线性变化条件下河渠-潜水-非稳定流模型及其解[J]. 应用数学和力学,2018,39(9):1043-1050.
WU Dan, TAO Yuezan, LIN Fei. Solution of the transient stream-groundwater model with linearly varying stream water levels[J]. Applied mathematics and mechanics, 2018,39(9):1043-1050(in Chinese).

[18] 吴丹,陶月赞,林飞. 复杂函数边界控制下的潜水非稳定流模型及解的应用解[J]. 水利学报,2018,49(6):725-731.
WU Dan, TAO Yuezan, LIN Fei. Application of unsteady phreatic flow model and its solution under the boundary control of complicated function[J]. Journal of hydraulic engineering, 2018,49(6):725-731(in Chinese).

[19] 单奎,张小松,李舒宏. 一种现场测定土壤源热泵岩土热物性的新方法[J]. 太阳能学报,2010,31(1):22-26.
SHAN Kui, ZHANG Xiaosong, LI Shuhong. A method for measuring thermal properties of ground[J]. Acta energiae solaris Sinica, 2010,31(1):22-26(in Chinese).

[20] 吴丹. 地源热泵高效换热系统热运移模型研究[D]. 合肥:合肥工业大学,2019.

(编辑 李坤璐)